

Uso de termografía y simulación numérica para comprobación del efecto del colirio anestésico refrigerado en procedimientos quirúrgicos PRK.

VIEIRA, Luiz R¹, HORTA BARBOSA, Paulo S. P²,

Resumen. En este trabajo son mostrados los resultados de la investigación con el fin de comprobar, con el uso de termografía y simulación numérica por elementos finitos, la suficiencia del uso de colirio anestésico refrigerado, únicamente antes y después de la cirugía láser, para la reducción del efecto de neblina y el dolor póst-operatorio de cirugías PRK. El parámetro de emisividad, que es necesario para la medición de temperaturas sin contacto, fue obtenido en medición por semejanza, de ojos suinos (*ex vivo*) adultos, saludables y aprobados para sacrificio. Los demás parámetros están disponibles en la literatura relacionada. Para el registro de los datos, en todas las fases de la investigación, fue utilizado un termógrafo con capacidad para adquisición dinámica de imágenes. En el total, fueron filmados, con imágenes en infrarrojo, más de 40 casos, de los cuáles 30 fueron aceptas para análisis de los campos de temperatura. Paralelamente, fueron hechas simulaciones numéricas por elementos finitos, utilizándose un software dedicado para el uso en ingeniería, sin el empleo de la ecuación clásica de la biotransferencia de calor. El modelo para el ojo humano fue concebido como una superposición de materiales de características dimensionales y térmicas conocidas. Son presentados los resultados de las dos simulaciones numéricas, para dos casos, considerando temperaturas iniciales diferentes, para la superficie de la córnea. El primer caso fue simulado con temperatura sugerida³ de 32 °C y el segundo caso fue simulado con 29 °C, obtenida del promedio aproximado de las mediciones en sala de cirugías; ambos casos considerando como siendo 24 °C la temperatura ambiente y 37 °C para temperatura interna del globo ocular. De los resultados obtenidos, se concluyó como eficiente del método utilizado para medición de los campos de temperatura de la córnea. Se concluyó también como siendo suficiente el uso del colirio anestésico refrigerado y lentes de contacto gelatinosas refrigeradas, para alcanzar el propósito pretendido. Finalmente, fue comprobado que para ninguno de los casos examinados, la temperatura de la córnea, después del uso del láser, fue superior la 37,5 °C y además que la temperatura final de la córnea depende de la habilidad del cirujano

Abstract. In this work it's shown the research related to laser eye surgery, involving the measurement of temperature by means on an infrared camera and the simulation of the inner temperature using a numerical simulation (Finite Elements Method – FEM). The main objective was to study the sufficiency of chilled anesthetic collyrium, before and after laser surgery, to reduce the haze effect and ocular pain, in post-operative PRK surgery. The human emissivity parameter, that is necessary for no contact measurement was obtained by the use of the similarity method, measuring the emissivity of adult swine eyes (*ex-vivo*), healthy and accepted to slaughter. The other physical parameters used are available in technical literature. For experimental data acquisition, in every phase of the research, it was used a thermo graphic camera with 0.1 °C of sensibility with the possibility of producing dynamic images (films up to 60 frames/second). More than 40 patients were filmed, but only 30 were accepted. Since the infrared images are obtained at the surface of the eye, it's necessary to calculate the value of the temperature where the laser beam is acting, inside the eye. A numerical simulation, using Finite Elements Method was realized, without the using of classic heat transfer equations. The human eye model was conceived as a piece formed by layers of different materials (thermal and dimensional characteristics well known). It's presented the outcome of two numerical simulations, related to the most expressive cases, considering different initial temperature to the cornea surfacing. The first case was simulated with suggested³ temperature of 32°C and the second case was simulated with 29°C, obtained from the approximated average measurement in surgery room, both cases considering 24C °C for the ambient temperature and 37°C for internal eyeball. The obtained results permit to say that the method used was efficient to measuring the cornea field temperature. It's also possible to conclude that it was used sufficient chilled anesthetic collyrium and chilled gelatinous to reach the proper result. Finally, it's possible to conclude that the cornea resulting temperature after laser using was never greater than 37,5 °C, and more: the cornea final temperature depend of the surgeon ability.

¹ Doctor in Ingeniería por Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.

² Doctor in Medicina, Director, Clínica Horta Barbosa y Profesor, Fundação Faculdade Federal de Ciências Médicas de Porto Alegre, Brasil.

Keywords: Excimer laser, thermography, numerical simulation, chilled collyrium.

1. Introducción.

Hipermetropía, miopía y astigmatismo son problemas visuales frecuentes que transcurren de la alteración de la largura axial del ojo o curvatura corneana, que pueden ser corregidas empleando excimer láser, un método quirúrgico moderno y eficiente que aplanan en el caso de la miopía o curva en el caso de la hipermetropía, a la superficie corneana.

El empleo de radiación proveniente de una fuente láser directamente sobre la superficie de la córnea sugiere la existencia de calentamientos indeseables⁹. Siendo la córnea un tejido delicado y delgado, con composición basada en un 20% de colágeno y un 80% de agua¹ y espesor de aproximadamente 1 mm en la periferia y 0,58 mm en el centro⁸, es de extrema importancia conocer el comportamiento térmico de ese tejido, así como el efecto de calentamiento producido por la radiación láser sobre el mismo.

La simulación numérica por elementos finitos es una técnica que viene perfeccionándose, tiendo su uso indicado para la anticipación de resultados en trabajos donde los parámetros sean conocidos^{6,7,9}. La termografía es otra técnica que viene evolucionando rápidamente y presentando cada vez mejores resultados, con menos limitaciones de las que presentaba pocos años atrás². La posibilidad de registrar dinámicamente imágenes en el espectro del infrarrojo fue un avance decisivo para los objetivos de este trabajo, siendo permitida la medición de las temperaturas en la región, bajo efecto del láser, en cirugías para corrección de hipermetropía.

2. Materiales y Métodos.

En la fase preliminar de la investigación de la que resultó el presente trabajo, cuando se recogía el valor de la emisividad de la córnea, fueron utilizados, por semejanza, ojos de suinos saludables, *ex vivo*, con tiempo de sacrificio nunca superior las 2,5 horas. Frente las limitaciones técnicas presentadas por el horno de cuerpo negro usado, las córneas tenían que ser removidas y colocadas sobre un modelo de masa epóxi, dimensionalmente idéntico al ojo humano, previamente calentado, sobre lo cual la medición era efectuada. Para una perfecta simulación de las condiciones reales de campo quirúrgico en ojos humanos, eran preservadas las condiciones de hidratación de las córneas, durante el tiempo de medición, utilizándose el mismo colirio empleado en las cirugías, sin embargo, en la misma temperatura en que se encontraba la córnea, dentro del horno. Los valores obtenidos experimentalmente, para la emisividad de la córnea oscilaron entre 0,97 y 0,98.

Como el valor de la temperatura aparente es inversamente proporcional al valor de la emisividad, se optó, para ser conservador, por el valor más bajo. Se adoptó, para la emisividad de la córnea seca, desprovista del epitelio, en la franja de temperatura entre 32 y 37 °C, para longitudes de onda de entre 7 y 14 μm , el valor 0,97, valor próximo a la emisividad del agua, que es la base del colirio usado. Conocido el valor de la emisividad fue posible la medición, sin contacto, de los campos de temperatura en el área bajo acción del láser, en pacientes previamente anestesiados con el empleo de la técnica del colirio refrigerado, según un protocolo elaborado por el cirujano. Estudios recientes^{3,8,10,12} han sugerido que el uso de colirio refrigerado, durante cirugías refractivas es eficaz para reducción del efecto de neblina y el dolor ocular en el post-operatorio, al propiciar bajas temperaturas finales. Por otro lado, después de la remoción del epitelio, la córnea debe estar seca, para mejorar la absorción del láser¹¹.

El referido protocolo consiste en la aplicación de colirio anestésico refrigerado antes del inicio de los procedimientos para aplicación del láser, y nuevamente después de concluida la aplicación del láser e inmediatamente después de la aplicación de la lente de contacto gelatinosa refrigerada bajo el área operada. Las filmaciones en infrarrojo fueron realizadas en una tasa de 3 cuadros por segundo, durante todo el tiempo de duración de las cirugías. Para identificación de los puntos de interés y medición estática de temperaturas, en las imágenes térmicas previas y dinámicamente adquiridas se procedía al avance manual de la filmación, cuadro a cuadro.

Procediendo esta manera fue posible la elaboración de un protocolo para medición de los campos de temperatura, en los siguientes etapas: final de los preparativos para la cirugía; después de la remoción del epitelio; final de la aplicación del láser; después de la aplicación de colirio refrigerado ; después de la instalación de lente de contacto gelatinosa y más colirio refrigerado, sobre la región objeto de la cirugía, y finalmente, antes de la liberación de los pacientes, después de que estos hayan parpadeado por lo menos tres veces.

3. Simulación Numérica por Elementos Finitos.

Para la simulación numérica por elementos finitos, se consideró el globo ocular como siendo una esfera de radio constante, donde se superponen las córneas, en forma de tapas con proyección cónica hacia el interior del globo ocular, que abarca enteramente la córnea, el humor acuoso y parte del cristalino. En la simulación de los dos casos presentados, fue utilizado el modelo presentado en la Figura (1), siendo considerada constante la temperatura interna del globo ocular.

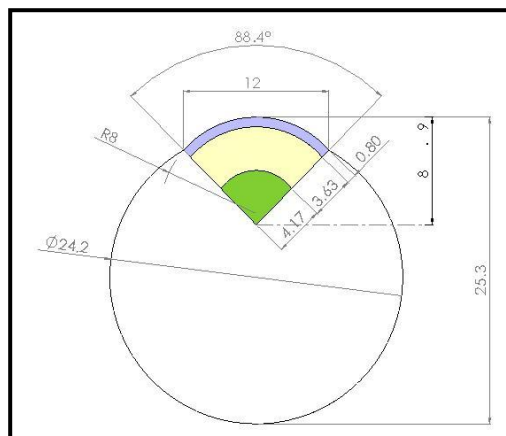


Figura 1 – Modelo geométrico utilizado na análise.

En trabajos similares, disponibles en la literatura^{6,7,9} el perfil transitorio de los campos de temperatura ha sido obtenido a través del empleo de la ecuación clásica de la biotransferência de calor. En el presente trabajo, los procedimientos clásicos fueron abandonados, habiéndose optado, en lugar de la simulación por elementos finitos utilizando la ecuación clásica de la biotransferência de calor, por la utilización de un software específico, con el mismo propósito, orientado hacia el uso en ingeniería, siendo que el ojo humano fue considerado como compuesto de capas de dos materiales simples, de características dimensionales y térmicas conocidas, sin considerar los demás componentes¹.

Los parámetros usados normalmente para la simulación se encuentra listados en la Tabla (1).

Tabla 1 – Valor das constantes físicas utilizadas⁷.

Capa	k (W/m.°C)	c _p (J/kg.°C)	P (kg/m ³)	Espesura mm
<i>Córnea</i>	0,58	4.178	1.050	0,8
<i>Humor Ac.</i>	0,58	3.997	1.000	0,3
<i>Cristalino</i>	0,4	3.000	1.050	4,5

Como la tecnología “flying spot ” utilizada por la fuente LaserScan 2000 para las cirugías detalladas en el presente trabajo, alcanza al inicio todos y cada uno de los puntos del área cubierta por la cirugía, para solamente entonces retornar a los puntos inicialmente alcanzados, dando tiempo para que los puntos alcanzados al comienzo se restablezcan térmicamente, el aporte energético fue considerado uniformemente distribuido sobre la córnea.

- Aporte energético de la fuente = 0,638 mJ, (valor mas usado por el cirujano).

- Frecuencia de la fuente = 100 Hz, (información técnica de la fuente láser).
- Temperatura inicial de la córnea³ (caso 1) = 32 °C.
- Temperatura interna del globo ocular = 37 °C.

Los resultados de las dos simulaciones están presentados en la Tabla (2). El valor inicial de la temperatura para la simulación del caso 2, fue obtenido del promedio de las tres primeras series de mediciones efectuadas en sala de cirugías. La malla adoptada para simulación contó con 880 elementos axisimétricos y 931 nodos.

Tabla 2 – Temperaturas finales simuladas, luego 98 segundos.

-	T _{inicial} (°C)	T _{final} (°C)
Caso 1	32	32,3
Caso 2	29	29,3

4. Resultados Obtenidos.

La Tabla (3) presenta un resumen de las temperaturas promedio de las mediciones efectuadas. Se debe destacar que la medición 4, que totalizó sólo cinco cirugías, fueron todas ellas ejecutadas en tiempo siempre superior la 108 segundos, siendo que una de ellas, para corrección de hipermetropía, alcanzó 158 segundos, mientras que ninguna cirugía de las demás efectuadas presentó duración superior la 98 segundos. Es importante destacar que en esta última cirugía fue posible medir en el área bajo acción del láser, que presentó temperatura 3,3 °C más elevada que en el área céntrica de la córnea, fuera de la acción del láser.

En los cinco casos de la medición 4 merecieron una atención especial por parte del cirujano, que, al final de las cirugías, permaneció por más tiempo aplicando colirio refrigerado sobre el ojo.

El Gráfico (1) presenta las curvas correspondientes a los valores promedio al largo de todas las cirugías registradas.

Tabla 3 – Resumen de los promedios en las temperaturas de las mediciones efectuadas.

Etapa	Etapa	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4
1°	Inicio	31,7 °C	27,9 °C	29,8 °C	32,3 °C
2°	Rem. epitelio	30,8 °C	27,8 °C	28,8 °C	31,0 °C
3°	Final láser	33,7 °C	32,7 °C	32,3 °C	33,6 °C
4°	Lente	25,0 °C	20,9 °C	22,7 °C	22,9 °C
5°	Colirio	22,7 °C	21,3 °C	21,0 °C	23,9 °C
6°	Final	30,8 °C	27,6 °C	28,7 °C	28,9 °C
-	Temp. Amb.	25,4 °C	24,2 °C	30,2 °C	25,5 °C

5. Discusión de los resultados.

Analizando la Tabla (3) y el Gráfico (1), se verifica que existe una relación muy próxima entre el promedio de las temperaturas registradas inmediatamente después de la anestesia (1° etapa) y el promedio de las temperaturas registradas al final de la cirugía, (6° etapa) después de que el paciente haya parpadeado por lo menos tres veces. Se verifica también que las medias de las temperaturas registradas en la 2° etapa son siempre más bajas que aquellas registradas la 1° etapa.

Esto se atribuye al uso de un instrumento para la remoción del epitelio, que es usada con la punta a una baja temperatura. Finalmente, se observa que, aún en aquellas cirugías que demandaron más tiempo (Medición 4 de la Tabla 3) y presentaron los promedios mas altos de temperaturas inmediatamente después de la aplicación del láser (3° etapa), pero los promedios de las temperaturas finales no fueron los mas elevados, mostrando que han sido compensadas por una aplicación más duradera de colirio anestésico refrigerado, (5° etapa).

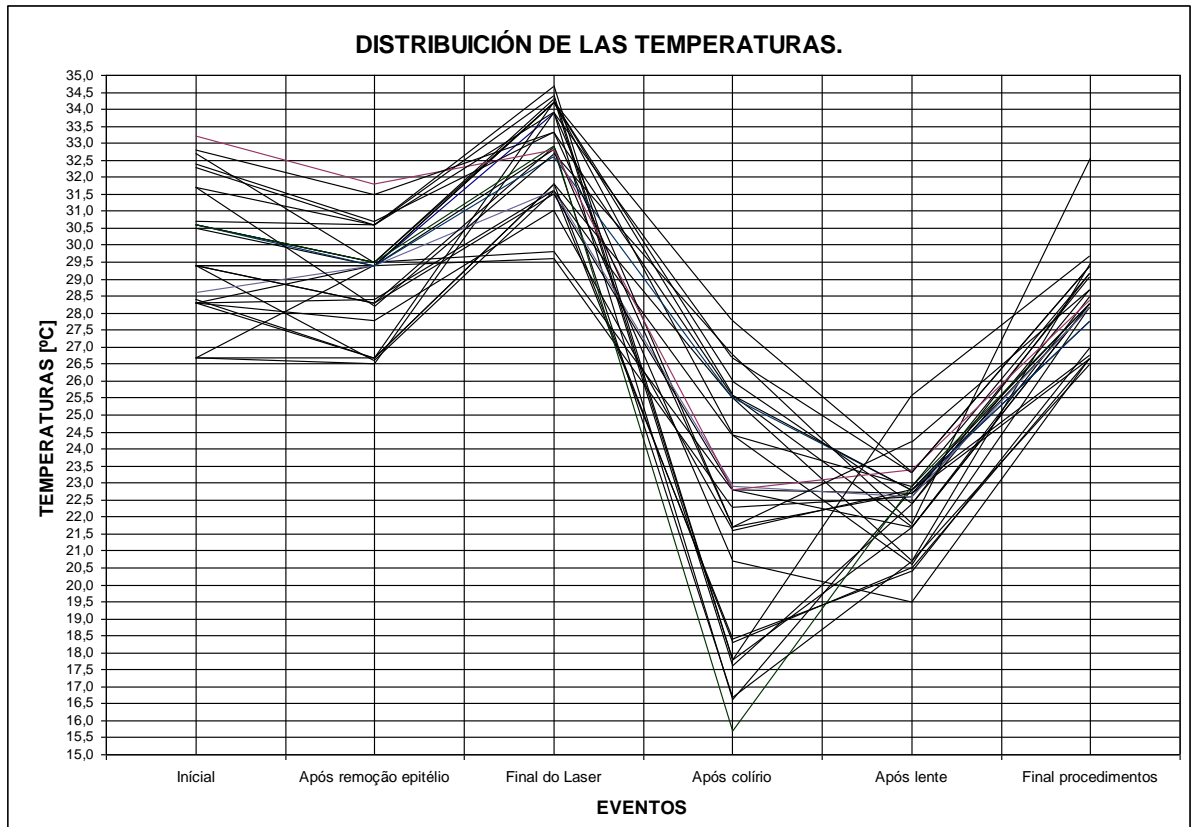


Gráfico 1 – Puntos significativos de las temperaturas medidas en las seis etapas seleccionadas, para todos los procedimientos realizados. Los segmentos de recta que los ligan sirven solamente para identificación de caso.

El Gráfico (2) presenta un estudio específico entre las temperaturas registradas en tres cirugías de situaciones distintas, las dos primeras para corrección de miopía, con duración de 98 y 58 segundos respectivamente, y la última, para la corrección de hipermetropía, con duración de 158 segundos. Se observa que en la etapa 4, (después del colirio) ocurre una gran diferencia entre las temperaturas registradas. Esta misma diferencia también puede ser observada en el Gráfico (1), donde los valores están dispersos en una amplia franja de temperaturas.

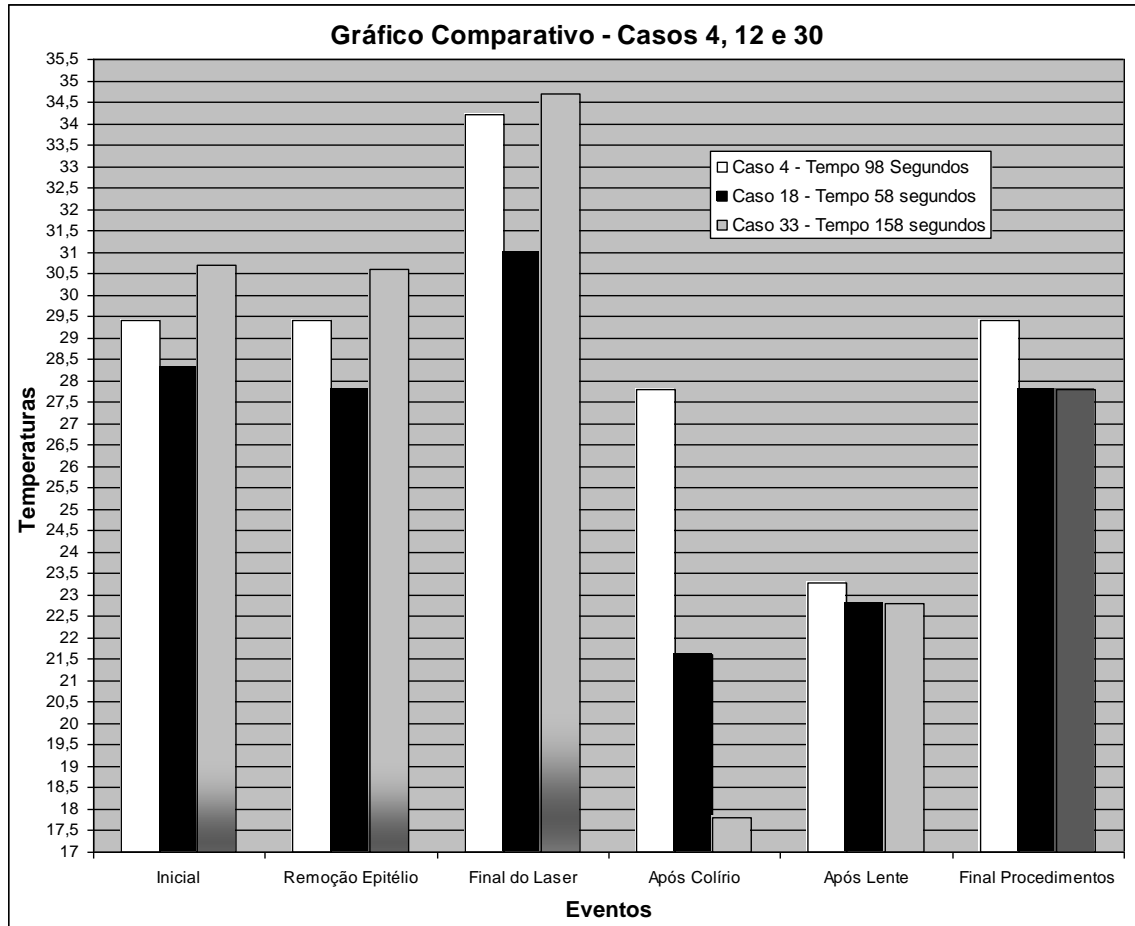


Gráfico 2 – Comparación de las temperaturas a lo largo de las seis etapas, para tres cirugías de duraciones diferentes, ejecutadas en fechas diferentes.

6. Conclusiones.

El valor de emisividad adoptado para la superficie de la córnea, se mostró con una buena correlación con los valores obtenidos a través de mediciones y con aquellos obtenidos por simulación numérica. Se observó que, cuando la temperatura de la aplicación inicial del colirio era alta, la temperatura final acompañaba en una relación muy próxima. La temperatura ambiente influencia poco sobre la temperatura final. Sin embargo, el tiempo de duración de la cirugía influyó sobre la temperatura registrada al final de la aplicación del láser. Aunque en una única ocasión, en una de las cirugías para corrección de hipermetropía, ha sido posible, a través de la adquisición dinámica de imágenes, la medición de la temperatura en la región donde estaba siendo aplicado el láser, debido a la dificultad para la visualización del objetivo a través de la lente del termógrafo. Tal medición sería posible en la medida del perfeccionamiento futuro de la técnica empleada.

El uso del colirio anestésico refrigerado, con temperatura alrededor de 6 °C y aplicaciones antes del inicio de la cirugía, después de la aplicación del láser seguido de la instalación de la lente gelatinosa refrigerada, y nuevamente, después de la instalación de la lente, se mostró eficaz para la obtención de temperaturas finales bajas. Sin embargo, para la obtención de estos resultados en una franja tan estrecha de temperaturas, se cree que es decisiva la habilidad del cirujano.

7. Agradecimientos.

Agradezco el apoyo invaluable, del Centro de Simulacion Numérica de la Universidade Federal do Rio Grande do Sul/LAMEF, y, en especial, al Dr. Gabriel_Tornowski.

8. Referencias Bibliográficas.

1. BRIAN, T., HAHN, D. W., “*Measurements of small-signal absorption coefficient and absorption cross section of collagen for 193-nm excimer laser light and the role of collagen in tissue ablation*”. Paper Optical Society of America, Florida, 2004.
2. CHOI, Bernard, PEARCE, J. A., WELCH, A., “*Modeling infrared temperature measuring: implications for laser irradiation and cryogen cooling*”, Phys. Med. Biol., n° 45, Austin, 2000.
3. KITAZAWA, Y., TOKORO, T., ISHII Y., , “*The efficacy of colling on excimer laser photorefractive keratectomy in the rabbit eye*”, paper PubMed, 42(1): 82-88, Austin, 1998.
4. MACEDO, A., “*Eletromagnetismo*”, Guanabara Dois, Rio de Janeiro, 1988.
5. ÖZEN S., CÖMLEKÇI S., ÇEREZCI O., POLAT Ö., “*Electrical Properties of Human Eye and Temperature Increase Calculation at the Cornea Surface for RF Exposure*”, Paper Web, Istanbul, 2003.
6. SCOTT, J. A., “*A finite element model of heat transport in the human eye*”, Phys. Med. Biol., vol. 33, n° 2, 227- 241, paper, IOP Publishing Ltd. Inglaterra, 1988.
7. SCOTT, J. A., “*The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation*”, Phys. Med. Biol., vol. 33, n° 2, 243 – 257, paper IOP Publishing Ltd. Inglaterra, 1988.
8. SMOLIN, G., THOFT, R. A., “*The cornea: scientific foundations and clinical practice*”, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2004.
9. LIMA, Rita C. L., SILVA, Giselle M. L., ALMEIDA, Denizio D., *Estudo numérico do campo de temperaturas e da função dano na córnea, durante cirurgias refrativas envolvendo laser*, II Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, João Pessoa, 2002.
10. VETRUGNO, M., MAINO, A., VALENZANO, E., CARDIA, L., “*Corneal temperature changes during photorfractive keratectomy using the Laserscan 2000 flying spot laser*”, paper PubMed, Austin, 2001.
11. GIROLI, S., “*Informativo Técnico sobre LaserScan 2000*”, LaserSight, Winter Park City, 2005.
12. KITAZAWA Y., MAEKAWA E., SASAKI S., TOKORO T., MOCHIZUKI M., ITO, S., “*Colling effect on excimer laser photorefractive keratectomy*”, paper PubMed, 25(10): 1349-1355, Austin, 1999.
13. VOORHIES, K. D., *Static and Dynamic Stress/Strain Properties for Human and Porcine Eyes*. Thesis submitted to the Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University in partial fulfillment of the requerements for the degree of Master of Science in Mechanical Engineering, Blacksburg VA, 2003.
14. KENNEDY E. et alli. *Rupture pressures for human and porcine eyes under static and dymanic loading*. ASB 29th Annual Meeting, August 5, Cleveland Ohio, 2005.
15. CHRISTIANSEN J, GEROW G., *Thermography*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1990.
16. HOLST, Gerald C., *Common Sense Approach to Thermal Imaging*, SPIE Optical Engineering Press, Washington, 2000.
17. ADAMS, F, *The Genuine Works of Hippocrates*, Williams & Wilkins, New York, 1939.
18. HOTTEL, C. H., SAROFIM, A. F., *Radiative Transfer*, McGraw-Hill, New York, 1967.
19. BOLORINO, V. S., *Transmissão de energia através de phantom palpebral irradiado por laser InGaAIP, 645 nm, usando baixa potência*. Dissertação de Mestrado, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2001.

20. SCHULE, G. et alli. *Noninvasive optoacoustic temperature determination at the fundus of the eye during laser irradiation*. J. Biomed Opt. 9(1): 173-179, 2004.
21. TAYLOR, N. M. et alli. *Determining the accuracy of an eye tracking system for laser refractive surgery*, Journal Refractive Surgery, 16(5): 643-646, 2000.